

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6472078号  
(P6472078)

(45) 発行日 平成31年2月20日(2019.2.20)

(24) 登録日 平成31年2月1日(2019.2.1)

(51) Int. Cl. F 1  
**A 6 1 B 1/015 (2006.01)** A 6 1 B 1/015 5 1 1  
**G 0 2 B 23/24 (2006.01)** G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 6 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2015-75307(P2015-75307)  
 (22) 出願日 平成27年4月1日(2015.4.1)  
 (65) 公開番号 特開2016-193139(P2016-193139A)  
 (43) 公開日 平成28年11月17日(2016.11.17)  
 審査請求日 平成29年9月21日(2017.9.21)

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都八王子市石川町2951番地  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (74) 代理人 100101661  
 弁理士 長谷川 靖  
 (74) 代理人 100135932  
 弁理士 篠浦 治  
 (72) 発明者 和家 史知  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス株式会社内  
 審査官 佐藤 秀樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の流体が外部から流入される第1の流体管と、  
 第2の流体が外部から流入される第2の流体管と、  
 一端側において前記第1の流体管及び前記第2の流体管に接続され、前記一端側から流入された前記第1の流体と前記第2の流体とのいずれかが他端側に設けられた供給口から外部に流出される第3の流体管と、

前記第1の流体管の中途位置に設けられた、前記第1の流体が流入する一端と前記第1の流体が流出する他端とを有するシリンダと、

前記シリンダ内に設けられるとともに前記シリンダの前記一端と前記他端との間を往復移動し、前記シリンダの前記一端から流入された前記第1の流体を受け止めるとともに前記第1の流体管よりも前記第1の流体が通過する際の管路抵抗が大きくなる径を有する第1の貫通孔が形成された第1のピストン部と、前記第1のピストン部が前記シリンダの前記他端の側に移動した際に前記シリンダ内から前記第3の流体管内に移動し外周面により前記第2の流体管と前記第3の流体管との連通を遮断するとともに前記第1の貫通孔に連通し前記第1の流体管よりも前記第1の流体が通過する際の管路抵抗が大きくなる径を有する第2の貫通孔が形成された第2のピストン部とを有する移動部と、

前記シリンダ内に、前記第1の流体が前記シリンダの前記一端から前記他端まで通過する圧力が設定値を下回った場合において、伸張により前記第1のピストン部を前記他端の側から前記一端の側に移動させるとともに前記第2のピストン部を前記シリンダ内に移動

10

20

させて前記第 2 のピストン部による前記第 2 の流体管と前記第 3 の流体管との遮断を解除し、前記シリンダ内において前記圧力が前記設定値以上となったことを受けて、圧縮により前記シリンダの前記一端の側から前記他端の側へと前記移動部を移動させる、前記シリンダの前記一端と前記他端とを結ぶ延在方向に伸張収縮自在な付勢部と、

を具備する流体切替装置と、

被検体内に挿入されるとともに流体供給管路を有する内視鏡と、

前記流体供給管路に対して前記第 3 の流体管を介して接続される前記流体切替装置と、

前記流体切替装置の前記第 1 の流体管に対して前記第 1 の流体を供給する第 1 の流体供給源と、

前記流体切替装置の前記第 2 の流体管に対して前記第 2 の流体を供給する第 2 の流体供給源と、

を具備し、

前記第 1 の流体と前記第 2 の流体とは異なる種類の流体であり、

前記第 1 の流体は二酸化炭素であり、前記第 2 の流体は空気であることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記付勢部は、該付勢部の一端が前記第 1 のピストン部に係止され、前記付勢部の他端が前記シリンダの前記他端に係止された伸張バネであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 の流体管と前記第 3 の流体管とは、前記第 1 の貫通孔及び前記第 2 の貫通孔を介して常時連通していることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 2 のピストン部に、前記第 2 の貫通孔に連通するとともに前記第 1 の流体の前記第 2 の貫通孔を介した供給に伴って拡張し、前記第 3 の流体管内に移動した際に前記第 2 の流体管と前記第 3 の流体管との連通を遮断する圧排部材が設けられていることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 のピストン部は、前記第 2 のピストン部に対し一体的に形成されているまたは別体から構成されて接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 2 の流体は、連続的に前記第 1 の流体管及び前記第 3 の流体管に流入されており、

前記第 1 の流体が前記第 3 の流体管に供給される圧力は、前記第 2 の流体が前記第 1 の流体管及び前記第 3 の流体管に流入される圧力よりも高いことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、二酸化炭素が流入される第 1 の流体管及び空気が流入される第 2 の流体管が第 3 の流体管に接続され、二酸化炭素と空気とのいずれかが第 3 の流体管に流入される構成を具備する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、被検体内に挿入される挿入機器、例えば内視鏡は、医療分野、工業用分野において広く利用されている。

【0003】

医療分野において用いられる内視鏡は、細長い挿入部を被検体となる体腔内に挿入することによって、挿入部が具備する光学系により体腔内の臓器を観察したり、必要に応じて内視鏡が具備する処置具のチャンネル内に挿通した処置具を用いて各種処置をしたりする

10

20

30

40

50

ことができる。

【0004】

また、工業用分野において用いられる内視鏡は、内視鏡の細長い挿入部をジェットエンジン内や、工場の配管等の被検体内に挿入することによって、挿入部が具備する光学系により被検体内の被検部位の傷及び腐蝕等の観察や検査を行うことができる。

【0005】

ここで、医療分野において用いられる内視鏡において、挿入部を体腔内に挿入し、観察や各種処置等を行う場合、観察性及び処置性を向上させるため、挿入部の長手方向（以下、単に長手方向と称す）の先端から体腔内に第2の流体である空気を送気して体腔内を膨張させる手法が一般的に行われている。

10

【0006】

具体的には、術者は、内視鏡の操作部に設けられた送気送水卸の内視鏡内に設けられた流体供給管路に連通する通気孔を塞ぐことにより、流体供給管路に対し内視鏡に接続された第2の流体供給源であるエアポンプから空気が供給され、挿入部の長手方向の先端（以下、単に先端と称す）において、流体供給管路の先端に設けられた流体供給ノズルから体腔内に空気が送気されることにより、体腔内を膨張させる手法が一般的に行われている。

【0007】

また、挿入部を体腔内に挿入し、光学系によって体腔内の処置対象組織を観察した状態において、チャンネル内に挿通した処置具を挿入部の先端から長手方向の前方（以下、単に前方と称す）に突出させ、その後、挿入部を長手方向に移動させることにより、処置具を用いて処置対象組織を剥離、切除する手技が周知である。

20

【0008】

一例を挙げると、挿入部を体腔内に挿入し、光学系によって体腔内の癌組織を観察した状態において、チャンネル内に挿通した高周波電気メスを挿入部の先端から前方に突出させ、その後、挿入部を長手方向の前後（以下、単に前後と称す）に移動させることにより、事前に専用の液体の注入によって浮かされた癌組織を、高周波電気メスを用いて除去する既知の内視鏡的粘膜下層剥離術（以下、ESD(Endoscopic Sub mucosal Dissection)と称す）が周知である。

【0009】

また、他の例として、挿入部を体腔内に挿入し、光学系によって体腔内の癌組織を観察した状態において、チャンネル内に挿通したスネアを挿入部の先端から前方に突出させスネアを事前に専用の液体の注入によって浮かされた癌組織に引っ掛け、その後、スネアに高周波電流を付与しながらスネアを絞約することで癌組織を除去する既知の内視鏡的粘膜切除術（以下、EMR(Endoscopic Mucosal Resection)と称す）が周知である。

30

【0010】

ところで、例えば大腸におけるESDやEMR等の手技は、手技時間が1時間を超えることが多い。

【0011】

よって、上述したように、流体供給ノズルから体腔内に空気を長時間送気し続けると、被検者は、例えば大腸であれば膨満感や苦痛を感じてしまうといった問題があった。

40

【0012】

また、空気は、手技後の体腔内に吸収されにくく、やはり被検者にとって苦痛である他、空気は酸素を含むため、出血部位に送気すると血液が凝固しやすく偶発症をおこしやすいばかりかESDやEMRのように高周波電流を用いる処置においては、空気に含まれる酸素が高周波電流に反応することがないよう手技を慎重に行わなければならない、手技性が悪いといった問題もあった。

【0013】

これらの問題に鑑み、特許文献1には、内視鏡内に設けられるとともに挿入部の先端において開口する流体供給管路に、第1の流体供給源である二酸化炭素ポンペを接続するこ

50

とにより、体腔内に流体供給管路の開口から第1の流体である二酸化炭素を送気して体腔内を膨張させる挿入システムの構成及び手法が開示されている。

【0014】

また、特許文献2には、内視鏡内に、流体供給管路の他、挿入部の先端においてガス噴出口として開口するガス供給管路を設け、ガス供給管路に第1の流体供給源であるガス供給装置を接続することにより、体腔内にガス噴出口から第1の流体である二酸化炭素を送気して体腔内を膨張させる挿入システムの構成及び手法が開示されている。

【0015】

二酸化炭素は、体腔内に供給しても生体吸引力が良好であり、手技後、略1時間くらいで体腔内に吸収されてしまうことから、手技後の被検者の苦痛が少ない他、出血部位に送気しても偶発症をおこしてしまう心配がないばかりか引火性も有さない。このため、術者にとって扱いやすいことから手技性も向上するといった利点がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0016】

【特許文献1】特開2004-290682号公報

【特許文献2】特開2014-50533号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

しかしながら、特許文献1に記載の挿入システムにおいては、内視鏡の流体供給管路に二酸化炭素のみを供給する構成を有していることから、内視鏡の流体供給管路に空気を供給する一般的な挿入システムから変更する必要があり、既存の挿入システムに対し簡単に適用することができないといった問題があった。さらには、二酸化炭素のみ使用するため、二酸化炭素使用量が増えてしまうといった問題もあった。

【0018】

また、特許文献2に記載の挿入システムにおいては、挿入部内には、上述したように体腔内に二酸化炭素を供給するためのガス供給管路の他、光学系の対物レンズに空気を供給する一般的な流体供給管路も設けられているため、通常の内視鏡の挿入部よりも大径化してしまうといった問題があった。

【0019】

このような問題に鑑み、流体供給管路とガス供給管路とを共通化し、空気と二酸化炭素とを切り替えて共通化した管路に供給する構成も考えられる。

【0020】

具体的には、内視鏡内に設けられた流体供給管路に対し、流体切替装置の第3の管路を接続し、第3の管路に第1の管路及び第2の管路が接続され、第3の管路に対し、第1の管路に接続された第1の流体供給源であるガス供給装置から供給された二酸化炭素を供給するか第2の管路に接続された第2の流体供給源であるエアポンプから空気を供給するかを切り替えることにより、1本の流体供給管路を用いて体腔内に二酸化炭素を供給することと、対物レンズに空気を供給することを実現できる構成が考えられる。

【0021】

より具体的には、一方、対物レンズに空気を供給する場合は、術者は、上述したように送気送水鉤の通気孔を塞ぐことにより、常時駆動しているエアポンプから供給された空気が、第2の管路、第3の管路、流体供給管路を介して対物レンズに供給される。

【0022】

他方、体腔内に二酸化炭素を供給する場合は、術者は、エアポンプの駆動を停止するとともに、ガス供給装置を駆動して、送気鉤の通気孔を塞ぐことにより、ガス供給装置から供給された二酸化炭素が、第1の管路、第3の管路、流体供給管路を介して体腔内に供給される構成が考えられる。

【0023】

10

20

30

40

50

しかしながら、術者がエアポンプの駆動を停止することを失念し、ガス供給装置を駆動して送気口の通気孔を塞いでしまうと、第3の管路及び流体供給管路には、二酸化炭素ばかりでなく空気までもが供給されてしまうため、体腔内に気体が過剰量送気されてしまい、被検者が苦痛を感じてしまうといった懸念があった。

【0024】

このような問題に鑑み、ガス供給装置を駆動すると、エアポンプの駆動が停止される制御も考えられるが、この場合、挿入システムに新たな制御プログラムを再構築しなければならず、既存の挿入システムに簡単に適用することができないといった問題があった。

【0025】

以上から、簡単な構成にて、術者がエアポンプの駆動停止を失念したとしても、二酸化炭素のみを体腔内に供給できる流体切替装置、挿入システムの構成が望まれていた。

【0026】

尚、以上の問題は、内視鏡に限定されず、他の被検体内に挿入される挿入機器においても同様である。

【0027】

また、流体切替装置を用いた流体の切替は、空気、二酸化炭素の供給切替に限定されず、第1の流体と第2の流体とを切り替えて被検体内に供給する構成において、第1の流体のみを被検体内に供給する他の構成においても同様である。

【0028】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、簡単な構成にて、被検体内に二酸化炭素を確実に供給することができることにより、流体の過供給を防止できる構成を具備する内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0029】

上記目的を達成するため本発明の一態様における内視鏡システムは、第1の流体が外部から流入される第1の流体管と、第2の流体が外部から流入される第2の流体管と、一端側において前記第1の流体管及び前記第2の流体管に接続され、前記一端側から流入された前記第1の流体と前記第2の流体とのいずれかが他端側に設けられた供給口から外部に流出される第3の流体管と、前記第1の流体管の中途位置に設けられた、前記第1の流体が流入する一端と前記第1の流体が流出する他端とを有するシリンダと、前記シリンダ内に設けられるとともに前記シリンダの前記一端と前記他端との間を往復移動し、前記シリンダの前記一端から流入された前記第1の流体を受け止めるとともに前記第1の流体管よりも前記第1の流体が通過する際の管路抵抗が大きくなる径を有する第1の貫通孔が形成された第1のピストン部と、前記第1のピストン部が前記シリンダの前記他端の側に移動した際に前記シリンダ内から前記第3の流体管内に移動し外周面により前記第2の流体管と前記第3の流体管との連通を遮断するとともに前記第1の貫通孔に連通し前記第1の流体管よりも前記第1の流体が通過する際の管路抵抗が大きくなる径を有する第2の貫通孔が形成された第2のピストン部とを有する移動部と、前記シリンダ内に、前記第1の流体が前記シリンダの前記一端から前記他端まで通過する圧力が設定値を下回った場合において、伸張により前記第1のピストン部を前記他端の側から前記一端の側に移動させるとともに前記第2のピストン部を前記シリンダ内に移動させて前記第2のピストン部による前記第2の流体管と前記第3の流体管との遮断を解除し、前記シリンダ内において前記圧力が前記設定値以上となったことを受けて、圧縮により前記シリンダの前記一端の側から前記他端の側へと前記移動部を移動させる、前記シリンダの前記一端と前記他端とを結ぶ延在方向に伸張収縮自在な付勢部と、を具備する流体切替装置と、被検体内に挿入されるとともに流体供給管路を有する内視鏡と、前記流体供給管路に対して前記第3の流体管を介して接続される前記流体切替装置と、前記流体切替装置の前記第1の流体管に対して前記第1の流体を供給する第1の流体供給源と、前記流体切替装置の前記第2の流体管に対して前記第2の流体を供給する第2の流体供給源と、を具備し、前記第1の流体と前記第2の流体とは異なる種類の流体であり、前記第1の流体は二酸化炭素であり、前記第2の流

10

20

30

40

50

体は空気である。

【発明の効果】

【0031】

本発明によれば、簡単な構成にて、被検体内に二酸化炭素のみを確実に供給することができることにより、流体の過供給を防止できる構成を具備する内視鏡システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】第1実施の形態の流体切替装置が接続される内視鏡を具備する内視鏡システムを概略的に示す図

10

【図2】図1の送気送水タンクユニットを拡大して示す斜視図

【図3】図1の内視鏡のコネクタ内の管路構成を概略的に示す部分断面図

【図4】第1実施の形態の流体切替装置の構成を、図1の内視鏡のコネクタとともに概略的に示す部分断面図

【図5】図4の移動部の第2のピストン部が内視鏡の送気管路内に移動し、送気管路とエア管路との連通を遮断した状態を概略的に示す部分断面図

【図6】第2実施の形態の流体切替装置において、移動部における第2のピストン部の構成の一部を概略的に示す部分断面図

【図7】図6の第2のピストン部が二酸化炭素の供給に伴ってエア管路を遮断する位置に移動するとともに圧排部材が膨張した状態を概略的に示す部分断面図

20

【図8】図3の内視鏡のコネクタの送液口金及び送気口金に対して接続される取付コネクタの送気口金側に切り欠きを設けた流体切替装置の変形例を概略的に示す部分断面図

【図9】図8の圧排部材が第2のピストン部とともに送気管路内に飛び出すように移動した状態を概略的に示す部分断面図

【図10】図9のピストン部を移動させるスライダの構成を概略的に示す外観図

【図11】被検体内に第1、第2実施の形態の内視鏡システムを挿入するとともに、内視鏡のチャンネルから突出させた切開具、高周波ナイフを用いたESDにおける病変粘膜部位の切開動作の一例を概略的に説明する斜視図

【図12】内視鏡のチャンネルから突出させた剥離具を用いたESDにおける病変粘膜部位の剥離動作を概略的に説明する斜視図

30

【発明を実施するための形態】

【0033】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。尚、以下、挿入機器は、内視鏡を例に挙げて説明する。よって、挿入システムは、流体切替装置と内視鏡とを用いた内視鏡システムを例に挙げて説明する。

【0034】

(第1実施の形態)

図1は、本実施の形態の流体切替装置が接続される内視鏡を具備する内視鏡システムを概略的に示す図、図2は、図1の送気送水タンクユニットを拡大して示す斜視図、図3は、図1の内視鏡のコネクタ内の管路構成を概略的に示す部分断面図である。

40

【0035】

図1に示すように、挿入システムである内視鏡システム1は、後述する流体切替装置200(図4参照)が接続される挿入機器である内視鏡2と周辺装置100とにより構成されている。

【0036】

内視鏡2は、被検体内に挿入される挿入部4と、該挿入部4の長手方向Nの基端(以下、単に基端と称す)に連設された操作部3と、該操作部3から延出されたユニバーサルコード5と、該ユニバーサルコード5の延出端に設けられたコネクタ10とを具備して主要部が構成されている。

【0037】

50

挿入部 4 は、該挿入部 4 の長手方向 N の先端側（以下、単に先端側と称す）に位置する先端部 6 と、該先端部 6 の基端に連設された湾曲部 7 と、該湾曲部 7 の基端に連設された可撓管部 8 とにより構成されている。

【 0 0 3 8 】

先端部 6 の先端面 6 s に、照明窓 1 3 と、対物レンズ 1 5 と、送気送水ノズル 1 6 と、図示しない吸引管路を兼ねた処置具挿通管路（以下、チャンネルと称す）の先端開口 1 7 等が設けられている。

【 0 0 3 9 】

照明窓 1 3 は、被検体内に照明光を供給するものである。尚、照明窓 1 3 の代わりに、先端面 6 s に L E D 等の発光素子が設けられていても構わない。

10

【 0 0 4 0 】

また、対物レンズ 1 5 は、先端部 6 内に設けられた図示しない対物光学系を構成するとともに、被検体内を観察する際に用いられるものである。

【 0 0 4 1 】

また、送気送水ノズル 1 6 は、コネクタ 1 0、ユニバーサルコード 5、操作部 3、挿入部 4 内に設けられた流体供給管路 R（図 3 参照）を介して、対物レンズ 1 5 または被検体内に流体を供給するものである。

【 0 0 4 2 】

詳しくは、流体供給管路 R は、図 3 に示すように、コネクタ 1 0 の側面 1 0 s に設けられた送液口金 1 0 b に連通する送液管路 7 0 と、側面 1 0 s に設けられた送気口金 1 0 c に連通する送気管路 2 3 とを具備している。

20

【 0 0 4 3 】

尚、送液管路 7 0 と送気管路 2 3 とは、図示しないが、挿入部 4 の先端側において 1 本の流体供給管路となるよう連通し、連通後の流体供給管路 R の先端に送気送水ノズル 1 6 が接続されている。

【 0 0 4 4 】

よって、送気送水ノズル 1 6 の供給口 1 6 k からは、送液管路 7 0 を介して供給された液体と、送気管路 2 3 を介して供給された気体とが選択的に吐出される。

【 0 0 4 5 】

尚、本実施の形態においては、内視鏡 2 に設けられた流体供給管路 R である送気管路 2 3 が、後述する流体切替装置 2 0 0 の第 3 の管路を兼ねている場合を例に挙げて示す。よって、勿論、送気管路 2 3 と、流体切替装置 2 0 0 の第 3 の管路とが別々に設けられて接続される構成であっても構わない。即ち、流体供給装置 2 0 0 の第 3 の管路は、内視鏡 2 外に設けられていても構わない。

30

【 0 0 4 6 】

先端開口 1 7 は、挿入部 4、操作部 3、ユニバーサルコード 5、コネクタ 1 0 内に設けられた図示しないチャンネルの先端の開口を構成している。チャンネルは、操作部 3 において分岐しており、一部が操作部 3 において処置具挿通口 3 s として開口されている。

【 0 0 4 7 】

先端開口 1 7 は、コネクタ 1 0 においてチャンネルに吸引装置が接続され、チャンネルを介して被検体内の体液等を吸引する際に用いられる他、処置具挿通口 3 s を介してチャンネルに挿通された各種処置具を被検体内に突出させる際の開口を構成している。

40

【 0 0 4 8 】

湾曲部 7 は、操作部 3 に設けられた湾曲操作ノブ 9 により、例えば上下左右の 4 方向に湾曲操作されるものである。

【 0 0 4 9 】

周辺装置 1 0 0 は、架台 3 0 に載置された、キーボード 3 1 と、後述する流体切替装置 2 0 0 を構成する第 2 の流体管であるエア管路 2 2 に第 2 の流体である空気（エア）A（図 4 参照）を供給する図示しない第 2 の流体供給源であるエアポンプ U を内部に具備する光源装置 3 3 と、ビデオプロセッサ 3 4 と、コネクタ 1 0 とビデオプロセッサ 3 4 とを電

50

氣的に接続する接続ケーブル 35 と、モニタ 36 とを具備している。

【0050】

コネクタ 10 は、光源装置 33 に対し、図 3 に示すように、コネクタ 10 の端部に設けられた光源接続用コネクタ 10a を介して着脱自在となっている。

【0051】

また、図 3 に示すように、コネクタ 10 内には、送気管路 23 から光源接続用コネクタ 10a に向かって分岐する後述するエア管路 22 が設けられている。

【0052】

尚、本実施の形態においては、第 2 の流体管であるエア管路 22 が内視鏡 2 内に設けられている場合を例に挙げて示しているが、内視鏡 2 外に設けられていても構わない。即ち、流体切替装置 200 の第 2 の流体管は、内視鏡 2 内に設けられていなくても良い。

10

【0053】

また、コネクタ 10 に、後述する流体切替装置 200 (図 4 参照) の一部を構成する図 2 に示す送気送水タンクユニット 40 が着脱自在となっている。

【0054】

送気送水タンクユニット 40 は、図 2 に示すように、内部に滅菌水等の液体が貯留される、例えばポリサルフォンから構成されたタンク 41 と、該タンク 41 に対してフック 43 を介して着脱自在な、例えばポリメチルペンデンから構成されたキャップ 42 と、該キャップ 42 に一端が接続された、例えばシリコンゴムから構成されたチューブ 44 と、該チューブ 44 の他端に設けられた、コネクタ 10 における側面 10s の送液口金 10b、送気口金 10c に接続自在な、例えばステンレスから構成された取付コネクタ 45 と、キャップ 42 に設けられたガス口金 46 とを具備して主要部が構成されている。

20

【0055】

また、取付コネクタ 45、チューブ 44 内には、後述する図 4 に示すように、送液口金 10b、送気口金 10c に取付コネクタ 45 が接続された際、送気管路 23 に連通する後述する第 1 の流体管である CO<sub>2</sub> 管路 21 と、送液管路 70 に連通する後述する送液管路 71 とが設けられている (図 4 には、取付コネクタ 45 内に設けられた CO<sub>2</sub> 管路 21 及び送液管路 71 のみ図示)。

【0056】

尚、本実施の形態においては、取付コネクタ 45 が送液口金 10b、送気口金 10c に接続された際、送気管路 23 に対する CO<sub>2</sub> 管路 21 の連通と、送液管路 70 に対する送液管路 71 の連通とが同時に行われる構成を例に挙げて示している。即ち、コネクタ 10 に対する CO<sub>2</sub> 管路 21 の取付コネクタと送液管路 71 の取付コネクタとを共通化した構成を例に挙げて示している。これに限らず、コネクタ 10 に対する CO<sub>2</sub> 管路 21 の取付コネクタと送液管路 71 の取付コネクタとは、別々に設けられていても構わない。

30

【0057】

また、図 1 に示すように、ガス口金 46 に、CO<sub>2</sub> 供給チューブ 51 の一端が接続されている。CO<sub>2</sub> 供給チューブ 51 の他端に、CO<sub>2</sub> ガスレギュレータ 52 が接続されている。

【0058】

CO<sub>2</sub> ガスレギュレータ 52 に、CO<sub>2</sub> 管路 21 に対して第 2 の流体とは異なる種類の流体であるとともに第 1 の流体である二酸化炭素 (CO<sub>2</sub>) C (図 5 参照) を供給する第 1 の流体供給源である CO<sub>2</sub> ガスポンベ 53 が接続されている。

40

【0059】

よって、送液口金 10b、送気口金 10c に取付コネクタ 45 が接続された際、CO<sub>2</sub> ガスポンベ 53 内の二酸化炭素 C (図 5 参照) は、CO<sub>2</sub> ガスレギュレータ 52 が駆動され、操作部 3 に設けられた送気送水弁 3b (図 1 参照) が押下操作されると、二酸化炭素 C が CO<sub>2</sub> 供給チューブ 51 を介してガス口金 46 からタンク 41 内に進入し、二酸化炭素 C を圧力源としてタンク 41 内の液体が、チューブ 44 内の送液管路 71 を介して、送液管路 70 に供給され、送気送水ノズル 16 の供給口 16k から対物レンズ 15 に向けて

50

吐出される。

【 0 0 6 0 】

次に、流体切替装置 2 0 0 の構成を、図 4、図 5 を用いて説明する。

図 4 は、本実施の形態の流体切替装置の構成を、図 1 の内視鏡のコネクタとともに概略的に示す部分断面図、図 5 は、図 4 の移動部の第 2 のピストン部が内視鏡の送気管路内に移動し、送気管路とエア管路との連通を遮断した状態を概略的に示す部分断面図である。

【 0 0 6 1 】

図 4 に示すように、流体切替装置 2 0 0 は、C O 2 管路 2 1 と、エア管路 2 2 と、送気管路 2 3 と、シリンダ 6 0 と、移動部 6 5 とを具備して主要部が構成されている。

【 0 0 6 2 】

エア管路 2 2 は、上述したようにコネクタ 1 0 内に設けられており、送気管路 2 3 の一端側に接続されているとともに、光源装置 3 3 にコネクタ 1 0 の光源接続用コネクタ 1 0 a が接続された際、空気 A が外部から流入されるものである。具体的には、光源装置 3 3 内のエアポンプ U の駆動に伴い、空気 A が流入されるものである。

【 0 0 6 3 】

C O 2 管路 2 1 は、上述したようにチューブ 4 4、取付コネクタ 4 5 内に設けられており、送気口金 1 0 c に取付コネクタ 4 5 が接続された際、送気管路 2 3 の一端側に接続される管路であり、二酸化炭素 C が外部から流入されるものである。

【 0 0 6 4 】

具体的には、C O 2 管路 2 1 は、C O 2 ガスレギュレータ 5 2 の駆動に伴い、C O 2 ガスポンプ 5 3 内の二酸化炭素 C (図 5 参照) が、C O 2 供給チューブ 5 1、ガス口金 4 6、タンク 4 1 を介して流入されるものである。

【 0 0 6 5 】

送気管路 2 3 は、上述したように、内視鏡 2 内に設けられており、一端側においてエア管路 2 2 が接続されているとともに、送気口金 1 0 c に取付コネクタ 4 5 が接続された際、一端側に C O 2 管路 2 1 が接続される。

【 0 0 6 6 】

また、送気管路 2 3 の一端側から流入された空気 A と二酸化炭素 C とのいずれかは、送気管路 2 3 の他端側に設けられた上述した送気送水ノズル 1 6 の供給口 1 6 k から流出される。

【 0 0 6 7 】

尚、図示しないが、送気管路 2 3 は、上述した送気送水釦 3 b の図示しない通気孔に連通しており、該通気孔が術者によって塞がれていない場合には、空気 A と二酸化炭素 C とのいずれかは、通気孔から内視鏡 2 外にリークするよう構成されている。即ち、術者によって送気送水釦 3 b の通気孔が塞がれた場合のみ、空気 A と二酸化炭素 C とのいずれかは、送気送水ノズル 1 6 の供給口 1 6 k から流出される。

【 0 0 6 8 】

また、エアポンプ U は、駆動後、常時エア管路 2 2 に空気 A を供給する。よって、エアポンプ U の駆動後は、空気 A は、連続的に送気管路 2 3 のみならず C O 2 管路 2 1 にも流入されるが、上述したように、送気送水釦 3 b の通気孔が術者によって塞がれない限りは、通気孔から内視鏡 2 外にリークする。

【 0 0 6 9 】

シリンダ 6 0 は、取付コネクタ 4 5 内において、C O 2 管路 2 1 の中途位置に設けられており、二酸化炭素 C が流入する一端 6 0 i と、二酸化炭素 C が流出する他端 6 0 t とを有している。

【 0 0 7 0 】

移動部 6 5 は、シリンダ 6 0 内に設けられており、第 1 ピストン部 6 1 と第 2 ピストン部 6 2 とから構成されている。尚、移動部 6 5 は、例えばステンレスから構成されている。

【 0 0 7 1 】

10

20

30

40

50

第1ピストン部61は、図4、図5に示すように、シリンダ60の一端60iと他端60tとの間を往復移動し、一端60iから流入された二酸化炭素を受け止める部材であり、第1の貫通孔61hがシリンダ60の延在方向Eに沿って形成されている。

【0072】

尚、第1のピストン部61は、他端60t側に移動した際、シリンダ60に係止されることにより、移動部65全体がシリンダ60内から送気管路23側に飛び出してしまうことを防止する抜け止めとしても機能する。

【0073】

第2のピストン部62は、第1のピストン部61よりも小径に形成されているとともに延在方向Eに沿って細長に形成されており、送気口金10cに取付コネクタ45が接続され、第1のピストン部61が図4に示す一端60i側から図5に示す他端60t側に移動した際、シリンダ60内からCO<sub>2</sub>管路21を介して送気管路23内に飛び出すように移動し、エア管路22と送気管路23との連通を遮断する部材であり、第1の貫通孔61hに連通する第2の貫通孔62hが延在方向Eに沿って形成されている。

【0074】

尚、第1のピストン部61は、第2のピストン部62に対し一体的に形成されていても構わないし、別体から構成されて互いに接続されていても構わない。

【0075】

また、送気口金10cに取付コネクタ45が接続された際、CO<sub>2</sub>管路21は、送気管路23に対し、第1の貫通孔61h及び第2の貫通孔62hを介して常時連通する。

【0076】

さらに、第1の貫通孔61h及び第2の貫通孔62hは、CO<sub>2</sub>管路21よりも二酸化炭素Cが通過する際の管路抵抗が大きくなる径Kに形成されている。言い換えれば、第1の貫通孔61h及び第2の貫通孔62hは、CO<sub>2</sub>管路21よりも小径に形成されている。

【0077】

このことにより、第1のピストン部61は、シリンダ60内において二酸化炭素Cが一端60iから他端60tに流れる際の圧力を受け、シリンダ60の一端60i側から他端60t側に延在方向Eに沿って移動する。

【0078】

即ち、CO<sub>2</sub>ガスレギュレータ52の駆動に伴い、CO<sub>2</sub>管路21内に二酸化炭素Cが流入されることに伴い、第1のピストン部61は、延在方向Eに沿ってシリンダ60の一端60i側から他端60t側に移動する。

【0079】

尚、第1のピストン部61の第1の貫通孔61hに、二酸化炭素Cの供給に伴い第1のピストン部61を他端60t側に移動させた際に、設定圧力以上になった場合のみ開成する開閉弁が設けられていても構わない。

【0080】

また、シリンダ60内には、二酸化炭素Cが一端60iから他端60tまで通過する圧力が設定値を下回った場合において、第1のピストン部61を図5に示す他端60t側から図4に示す一端60i側に移動させるとともに、第2のピストン部62をシリンダ60内に移動させて第2のピストン部62によるエア管路22と送気管路23との遮断を解除する付勢部68が、該付勢部68の一端が第1のピストン部61に係止され他端がシリンダ60の他端60tに係止されることにより設けられている。尚、付勢部68としては、例えば伸張バネが挙げられる。

【0081】

ここで、上述したように、エアポンプUからエア管路22を介して供給される空気Aは、送気管路23に連通するCO<sub>2</sub>管路21にも供給されている。よって、二酸化炭素Cを供給する圧力の設定値は、空気Aの供給圧に付勢部68の付勢力を加えた値よりも大きく設定する必要がある。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 2 】

即ち、二酸化炭素CがCO<sub>2</sub>管路21から送気管路23に供給される圧力は、空気Aがエア管路22から送気管路23に供給される圧力よりも高く設定される必要がある。

## 【 0 0 8 3 】

以上から、本実施の形態の流体切替装置200においては、一方、CO<sub>2</sub>ガスレギュレータ52が駆動しておらず、エアポンプUのみ駆動している場合において、術者が送気送水弁3bの通気孔を塞ぐと、エア管路22、送気管路23を介して、送気送水ノズル16の供給口16kから空気Aが対物レンズ15に向けて吐出される。

## 【 0 0 8 4 】

他方、術者が、エアポンプUの駆動停止を失念し、エアポンプUを駆動したまま、CO<sub>2</sub>ガスレギュレータ52を駆動させてしまったとしても、上述したように、CO<sub>2</sub>管路21に対する二酸化炭素Cの供給に伴い、図5に示すように、シリンダ60内の第1のピストン部61が一端60iから他端60tに移動することにより、第2のピストン部62が送気管路23内に飛び出すように移動し、エア管路22と送気管路23との連通を遮断する。よって、術者が送気送水弁3bの通気孔を塞ぐと、CO<sub>2</sub>管路21、第1の貫通孔61h及び第2の貫通孔62h、送気管路23を介して、送気送水ノズル16の供給口16kから二酸化炭素Cのみが吐出され被検体内に供給される。

10

## 【 0 0 8 5 】

尚、第2のピストン部62により、エア管路22と送気管路23との連通が遮断されてしまったとしても、エアポンプUには、通常、供給圧力が異常値となると停止するまたは圧力解放する機能を有しているため、エアポンプUが故障してしまうことがない。

20

## 【 0 0 8 6 】

また、CO<sub>2</sub>管路21に対する二酸化炭素Cの供給が停止されると、図4に示すように、付勢部68により、第1のピストン部61が一端60i側に移動することによって、第2のピストン部62がシリンダ60内に移動することにより、第2のピストン部62によるエア管路22と送気管路23との連通の遮断が解除される。

## 【 0 0 8 7 】

このように、本実施の形態においては、CO<sub>2</sub>管路21に二酸化炭素Cが供給されておらず、エア管路22に空気Aが供給されており、送気送水弁3bの通気孔が塞がれた場合には、送気管路23に連通する送気送水ノズル16の供給口16kから空気Aのみが吐出され、CO<sub>2</sub>管路21に二酸化炭素Cが供給されると、第2のピストン部62の移動に伴い、エア管路22と送気管路23との連通が遮断されるため、送気送水弁3bの通気孔が塞がれると、エアポンプUが駆動していたとしても、送気管路23に連通する送気送水ノズル16の供給口16kから二酸化炭素Cのみが吐出されると示した。

30

## 【 0 0 8 8 】

このことによれば、被検体内に送気送水ノズル16の供給口16kから二酸化炭素Cのみを供給する場合、術者は、エアポンプUの駆動停止を失念したとしても、二酸化炭素Cの供給に伴って第2のピストン部62がエア管路22を遮断するため、CO<sub>2</sub>のみが送気送水ノズル16の供給口16kから吐出されるため、空気Aまでもが送気送水ノズル16の供給口16kから吐出されてしまうことがない。

40

## 【 0 0 8 9 】

また、仮にCO<sub>2</sub>ガスポンプ53内の二酸化炭素Cが無くなってしまったとしても、二酸化炭素Cの供給が止まると、付勢部68により第2のピストン部62によるエア管路22の遮断が解除されるため、二酸化炭素Cの代わりに、空気Aを被検体内に供給することができる。

## 【 0 0 9 0 】

以上から、簡単な構成にて、被検体内に二酸化炭素Cのみを確実に供給することができることにより、流体の過供給を防止できる構成を具備する流体切替装置200、内視鏡システム1を提供することができる。

## 【 0 0 9 1 】

50

(第2実施の形態)

図6は、本実施の形態の流体切替装置において、移動部における第2のピストン部の構成の一部を概略的に示す部分断面図、図7は、図6の第2のピストン部が二酸化炭素の供給に伴ってエア管路を遮断する位置に移動するとともに圧排部材が膨張した状態を概略的に示す部分断面図である。

【0092】

この第2実施の形態の流体切替装置、内視鏡システムの構成は、図1～図5に示した流体切替装置、内視鏡システムの構成と比して、第2のピストン部に圧排部材が設けられている点異なる。よって、第1実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

10

【0093】

図6に示すように、本実施の形態の流体切替装置200における移動部65の第2のピストン部62の第1のピストン部61とは反対側の端部の外周に、二酸化炭素Cの供給、遮断に伴い膨張収縮自在な圧排部材69が設けられている。

【0094】

尚、圧排部材69としては、例えばバルーンが挙げられる。また、その他の圧排部材69を構成する部材としては、第2のピストン部62の外周に被覆されるゴムチューブ等が挙げられる。さらに、圧排部材69を構成する部材は、膨張後、第2のピストン部62の移動を妨げるものでなく、送気管路23に飛び出すように移動した後、エア管路22からの空気Aの送気管路23への進入を術式に影響ない程度の気体の供給量に収まる程度に、例えば9割方程度防げることができるものであれば、どのような部材であっても構わない。

20

【0095】

圧排部材69は、第2のピストン部62に形成された連通孔62jを介して第2の貫通孔62hに連通しており、第2の貫通孔62h、連通孔62jを介した二酸化炭素Cの供給に伴って拡張する。

【0096】

また、圧排部材69は、図7に示すように、CO<sub>2</sub>管路21への二酸化炭素Cに供給に伴い、第2のピストン部62が送気管路23内に飛び出すように移動した際に拡張して送気管路23の内壁に密着してエア管路22の開口を塞ぎエア管路22と送気管路23との連通を遮断する。尚、その他の構成、作用は、上述した第1実施の形態と同様である。

30

【0097】

このような構成によれば、上述した第1実施の形態においては、第2のピストン部62は、ステンレス等の硬質な部材から構成されているため、図5に示すように送気管路23内に飛び出すように移動したとしても、送気管路23の内壁と第2のピストン部62の外周との間には隙間が形成されてしまうため、エア管路22を完全に塞ぐことが出来ない。

【0098】

ところが、本実施の形態の構成によれば、CO<sub>2</sub>管路21への二酸化炭素Cの供給に伴い、送気管路23に第2のピストン部62が飛び出すように移動した際、圧排部材69が第2の貫通孔62hから連通孔62jを介して導入された二酸化炭素Cの供給に伴い拡張し送気管路23の内壁に密着しエア管路22の開口を塞ぐため、第1実施の形態よりも確実にエア管路22を塞ぐことができる。尚、その他の効果は、上述した第1実施の形態と同じである。

40

【0099】

尚、以下、変形例を、図8～図10を用いて示す。図8は、図3の内視鏡のコネクタの送液口金及び送気口金に対して接続される取付コネクタの送気口金側に切り欠きを設けた流体切替装置の変形例を概略的に示す部分断面図、図9は、図8の圧排部材が第2のピストン部とともに送気管路内に飛び出すように移動した状態を概略的に示す部分断面図、図10は、図9のピストン部を移動させるスライダの構成を概略的に示す外観図である。

【0100】

50

図 8 に示すように、取付コネクタ 4 5 において送気口金 1 0 c に対向する部位に切り欠き 4 5 k が形成され、取付コネクタ 4 5 を送液口金 1 0 b に接続しただけでは、C O 2 管路 2 1 が送気管路 2 3 に連通しない構成を流体切替装置 2 0 0 は有していても構わない。

【 0 1 0 1 】

このような構成によれば、取付コネクタ 4 5 を送液口金 1 0 b に接続し、送気送水弁 3 b の通気孔を塞いだとしても送気口金 1 0 c はリークしているため、エア管路 2 2 に空気 A を供給しても送気口金 1 0 c から空気 A はリークし、C O 2 管路 2 1 に二酸化炭素 C を供給しても、第 2 の貫通孔 6 2 h から二酸化炭素 C はリークする。

【 0 1 0 2 】

よって、送気管路 2 3 と C O 2 管路 2 1 とを連通させるには、術者は、図 1 0 に示すように、スライダ 4 7 を手動にて移動させることにより、図 9 に示すように、スライダ 4 7 に接続された第 2 のピストン部 6 2 を送気管路 2 3 内に飛び出させる必要がある。

10

【 0 1 0 3 】

この状態において、C O 2 管路 2 1 に二酸化炭素 C を供給すると、上述した本実施の形態と同様に、図 7 に示すように圧排部材 6 9 は拡張することから、C O 2 管路 2 1 から送気管路 2 3 に確実に二酸化炭素 C を供給することができる。尚、本構成においては、付勢部 6 8 を有していないため、第 2 のピストン部 6 2 をシリンダ 6 0 内に戻す際は、術者は、手動にてスライダ 4 7 を移動させる。

【 0 1 0 4 】

このような構成によれば、取付コネクタ 4 5 を送液口金 1 0 b に接続しただけでは、空気 A 及び二酸化炭素 C は送気管路 2 3 に供給できず、スライダ 4 7 を手動で移動させると、二酸化炭素 C のみを、送気管路 2 3 に確実に供給することができることから、二酸化炭素 C の誤送気を確実に防止することができる。

20

【 0 1 0 5 】

また、第 2 のピストン部 6 2 を二酸化炭素 C の供給によって移動させるには、大きな供給圧が必要であるが、本変形例においては手動で移動できるため、二酸化炭素 C の供給圧を本実施の形態よりも小さくすることができる。

【 0 1 0 6 】

尚、本変形例においても、第 2 のピストン部 6 2 の送気管路 2 3 への飛び出し移動を、二酸化炭素 C の供給圧を用いて行っても構わない。この場合、送気口金 1 0 c において空気 A のリークが不要となる。

30

【 0 1 0 7 】

また、上述した第 1、第 2 実施の形態の流体切替装置 2 0 0、内視鏡システム 1 は、特に、上述した E S D の手技において被検体内に二酸化炭素 C を供給する場合に有効である。

【 0 1 0 8 】

以下、図 1 1、図 1 2 を用いて、上述した E S D の手技の一例を簡単に説明する。

【 0 1 0 9 】

図 1 1 は、被検体内に第 1、第 2 実施の形態の内視鏡システムを挿入するとともに、内視鏡のチャンネルから突出させた切開具、高周波ナイフを用いた E S D における病変粘膜部位の切開動作の一例を概略的に説明する斜視図であり、図 1 1 ( A ) は、病変粘膜部分の周囲の粘膜に切開具を用いて穴を穿ける手技を示す斜視図、図 1 1 ( B ) は、内視鏡のチャンネルを介して被検体内に高周波ナイフを突出させた状態を示す斜視図、図 1 1 ( C ) は、図 1 1 ( B ) の高周波ナイフの先端を、切開具に穿けられた穴に差し込んだ状態を示す斜視図、図 1 1 ( D ) は、高周波ナイフによる病変粘膜部分の切開動作を示す斜視図である。

40

【 0 1 1 0 】

また、図 1 2 は、内視鏡のチャンネルから突出させた剥離具を用いた E S D における病変粘膜部位の剥離動作を概略的に説明する斜視図であり、図 1 2 ( A ) は、剥離具の先端を高周波ナイフによる切開の切り口に引っ掛けた状態を示す斜視図、図 1 2 ( B ) は、図

50

12(A)の剥離具の屈曲部の向き調整動作を示す斜視図である。

【0111】

先ず、術者は、内視鏡システム1を、被検体内に導入した後、処置具挿通口3sからチャンネルを介して先端開口17から被検体内に突出させた図示しない注射針を用いて、図12(A)に示すように、処置対象組織である病変粘膜部分Sの粘膜下層に生理食塩水を注入して、病変粘膜部分Sを隆起させる。

【0112】

次いで、術者は、図12(A)に示すように、先端開口17から被検体内に突出させた切開具112を用いて、病変粘膜部分Sの周囲の粘膜の一部に穴Hを穿ける。

【0113】

その後、術者は、図8(B)に示すようにチャンネルから切開具112を抜去し、処置具挿通口3sからチャンネルを介して先端開口17から被検体内に突出させた高周波ナイフ113のナイフ先端を、図11(C)に示すように、穴Hに差し込む。

【0114】

この状態において、ナイフ先端に高周波電流を供給しながら、図11(D)に示すように、挿入部4の先端側を、湾曲部7の湾曲も用いながら20mm~50mm程度前後に移動させることにより、高周波ナイフ113の先端側も20mm~50mm程度前後に移動させ、病変粘膜部分Sの周囲を切開し、切り口Pを形成する。

【0115】

次いで、術者は、病変粘膜部分Sを全周に亘って切開した後、チャンネルから高周波ナイフ113を抜去し、図12(A)に示すように、処置具挿通口3sからチャンネルを介して先端開口17から被検体内に突出させた剥離具114を被検体内に導入し、切り口Pにナイフ部114nを当接させ、屈曲部114kを引っ掛けて、病変粘膜部分Sの下層を切開剥離していく。このとき、屈曲部114kは、固有筋層と平行または内腔側を向いているのが望ましい。

【0116】

尚、屈曲部114kの向きが望ましくない場合は、屈曲部114kの向きを調整する。具体的には、図12(B)に示すように、操作部114aの操作スライダ114bを後方に少しだけ移動させた状態において、シース114sを把持して操作部114aを回転させる。続いて屈曲部114kの向きを変えた後、操作スライダ114bを前方に移動させることにより、既知の機構によりナイフ部114nの回動が規制される。これにより、屈曲部114kは、粘膜切除、剥離の間、向きを保った状態で固定される。

【0117】

最後に、術者は、病変粘膜部分Sを全て切除、剥離した後、チャンネルから剥離具114を抜去し、処置具挿通口3sからチャンネルを介して先端開口17から被検体内に突出させた図示しない把持鉗子等を用いて、チャンネルを介して病変粘膜部分Sを取り出す。

【0118】

このようなESDの手技は、1時間を超える長時間の手技となるため、被検体内を膨張させるため、被検体内に、二酸化炭素Cのみを確実に供給できる本実施の形態の流体切替装置200、内視鏡システム1の構成が、被検者の苦痛を低減させるためには特に有効となる。尚、ESDの手技に限定されず、上述したEMR等の長時間を要する手技にも特に有効となる。

【0119】

また、上述した第1、第2実施の形態においては、挿入機器は、医療用の内視鏡2を例に挙げて示したが、これに限らず、工業用の内視鏡2にも適用可能な他、内視鏡2以外の処置具等の挿入機器に対しても適用可能である。

【0120】

よって、流体切替装置200も、内視鏡2以外の処置具等の挿入機器にも適用可能であり、内視鏡2以外の処置具等の挿入機器を用いた挿入システムにも適用可能である。

【0121】

10

20

30

40

50

さらに、第1、第2実施の形態においては、第1の流体として二酸化炭素Cを例に挙げ、第2の流体として空気Aを例に挙げて示したが、他の気体の切替供給にも適用可能であることは言うまでもない。

【符号の説明】

【0122】

1 ... 内視鏡システム（挿入システム）

2 ... 内視鏡（挿入機器）

16k ... 供給口

21 ... CO<sub>2</sub>管路（第1の流体管）

22 ... エア管路（第2の流体管）

23 ... 送気管路（第3の流体管）（流体供給管路）

53 ... CO<sub>2</sub>ガスポンベ（第1の流体供給源）

60 ... シリンダ

60i ... シリンダの一端

60t ... シリンダの他端

61 ... 第1のピストン部

61h ... 第1の貫通孔

62 ... 第2のピストン部

62h ... 第2の貫通孔

65 ... 移動部

68 ... 付勢部

69 ... 圧排部材

200 ... 流体切替装置

A ... 空気（第2の流体）

C ... 二酸化炭素（第1の流体）

K ... 第1の貫通孔及び第2の貫通孔の径

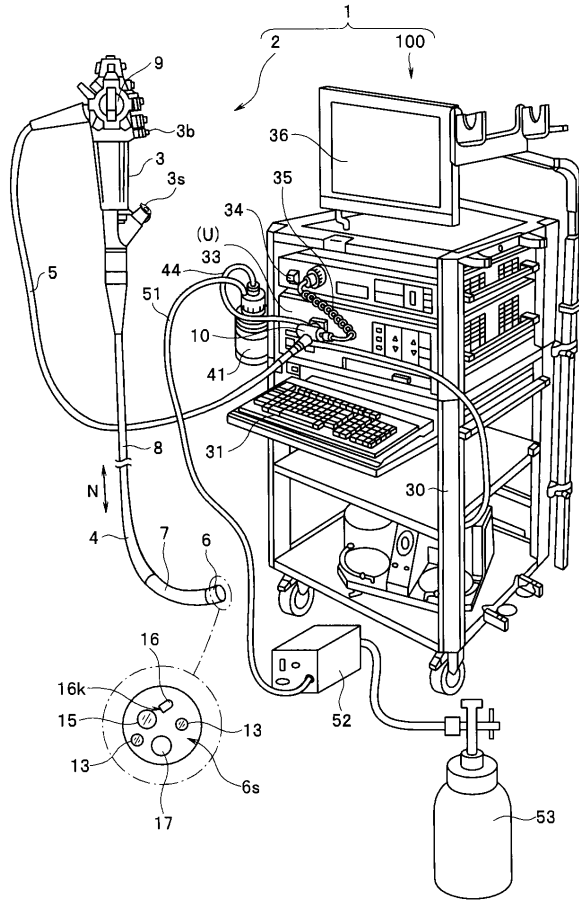
R ... 流体供給管路

U ... エアポンプ（第2の流体供給源）

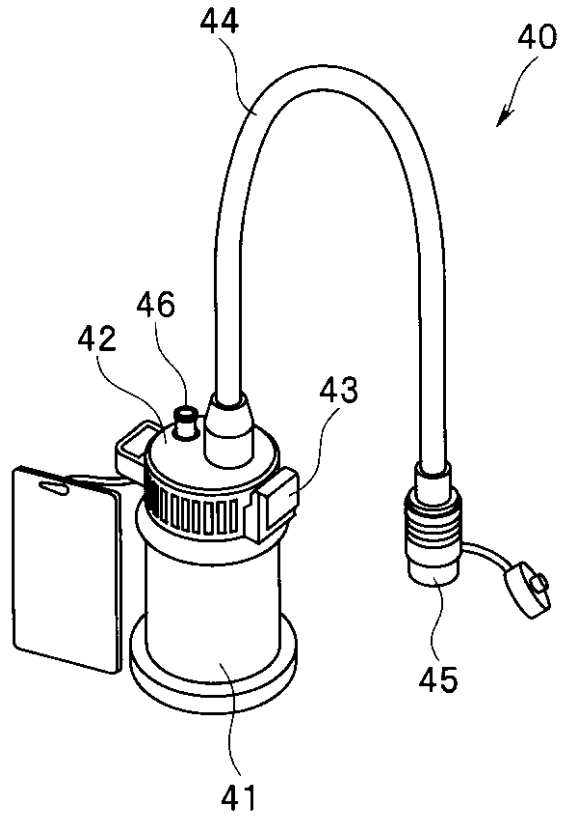
10

20

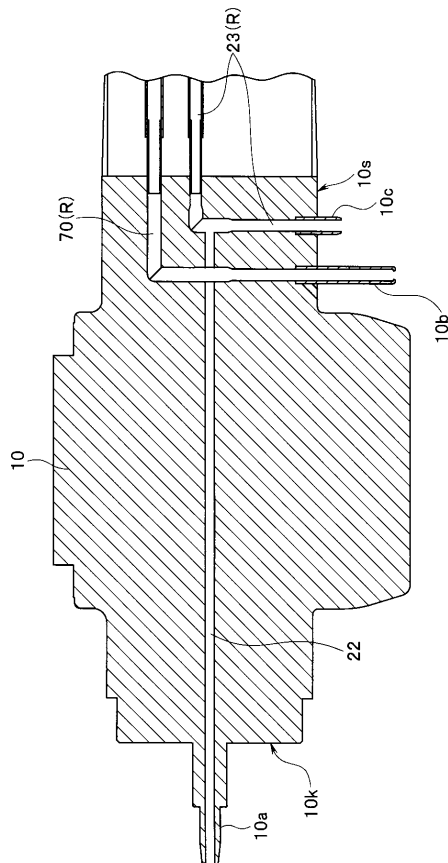
【図1】



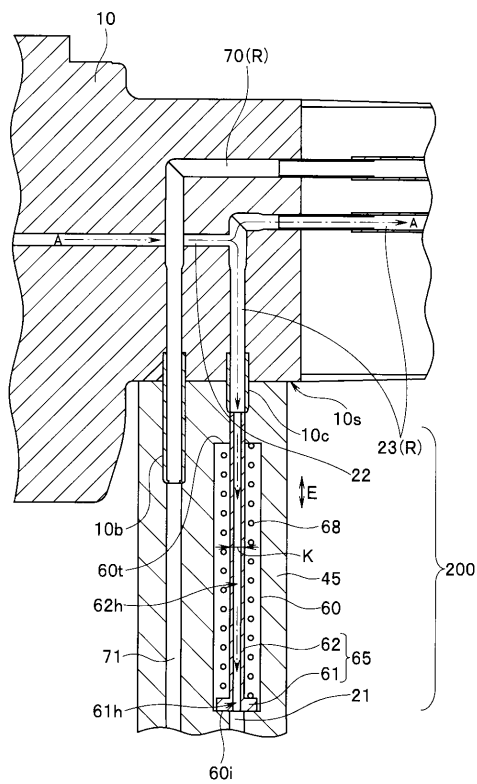
【図2】



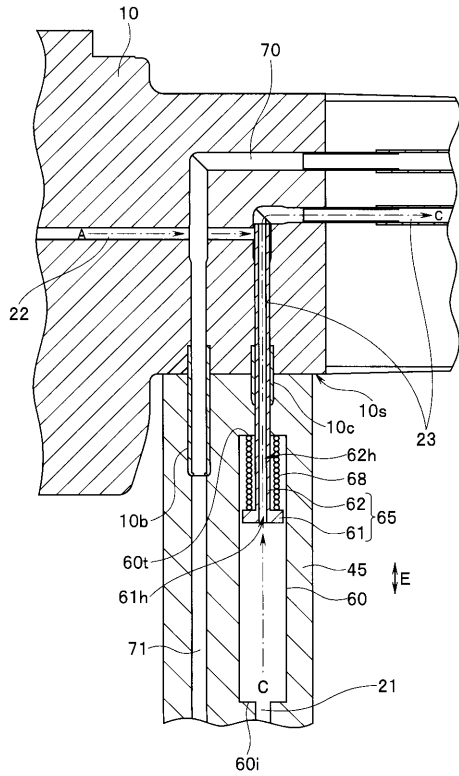
【図3】



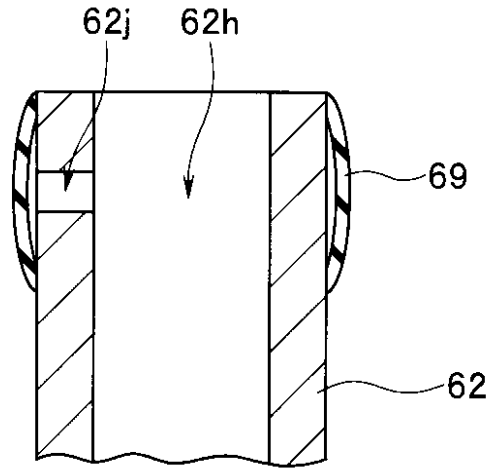
【図4】



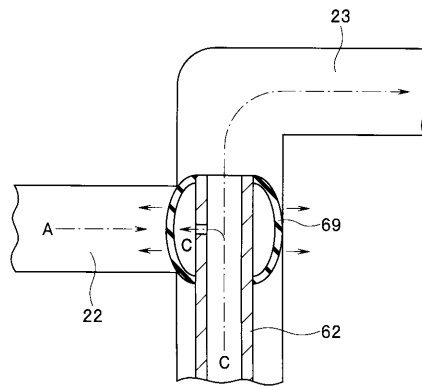
【図5】



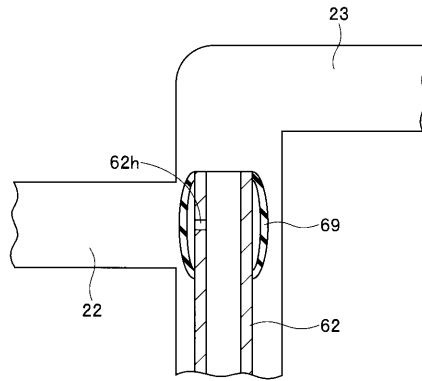
【図6】



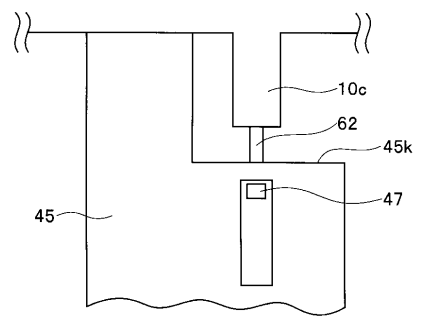
【図7】



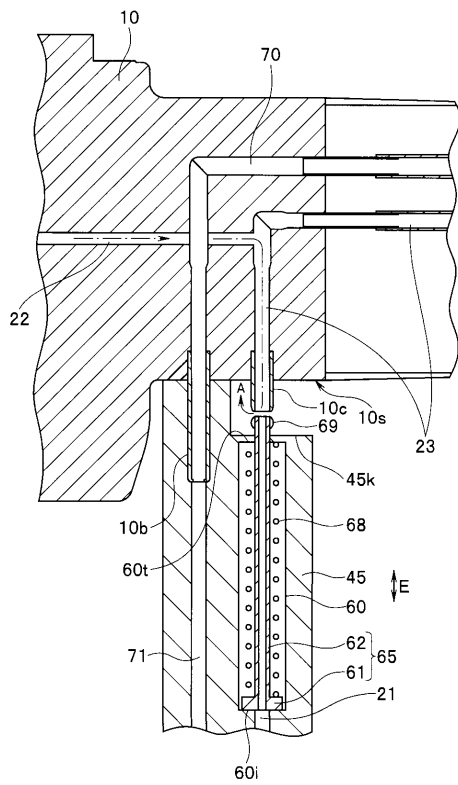
【図9】



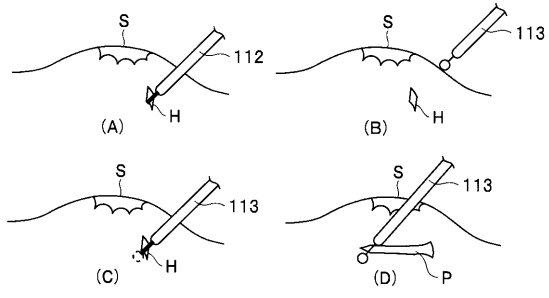
【図10】



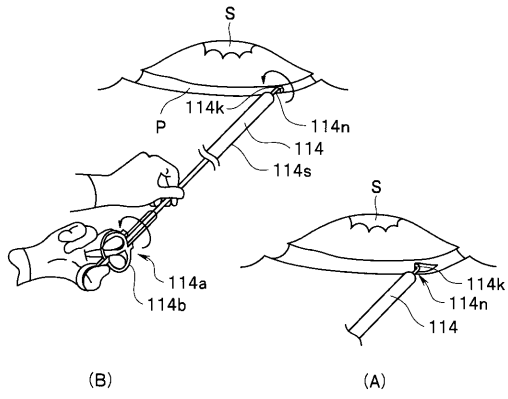
【図8】



【 1 1 】



【 1 2 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭53-113328(JP,A)  
国際公開第2012/017720(WO,A1)  
特開昭57-103621(JP,A)  
特開2010-157237(JP,A)  
特開平04-069469(JP,A)  
特開昭53-113327(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26  
F16K 11/00 - 11/24

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP6472078B2</a>	公开(公告)日	2019-02-20
申请号	JP2015075307	申请日	2015-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	和家史知		
发明人	和家 史知		
IPC分类号	A61B1/015 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/015.511 G02B23/24.A A61B1/00.332.A A61B1/012.511		
F-TERM分类号	2H040/DA57 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/CC10 4C161/DD03 4C161/FF42 4C161/HH02 4C161/HH03 4C161/HH04 4C161/HH12 4C161/HH15		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	佐藤秀树		
其他公开文献	JP2016193139A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

**摘要(译)**

甲利用简单的结构，由于能够仅在第一流体可靠地供给到被检体内，流体开关装置，包括能够防止流体供给过多的结构，提供了插入系统。和CO<sub>2</sub>管道21，空气管道22被连接到CO<sub>2</sub>管道21和空气管道22，入口二氧化碳的一个C和空气A从供给口16k的流出一个进料管道23，其一端60i和另一端60吨60的圆柱体，所述一个端部60i和另一端之间60吨往复运动，第一通孔与接收二氧化碳C，其从一个端部60i的流动其上形成61H的第一活塞部61，管道供给空气导管22从气缸60中的空气导管23内移动时，第一活塞部61点移动到另一端60吨的侧并且第二活塞部分62形成有第二通孔62h，用于切断与第一通孔61h的连通并与第一通孔61h连通。

点域4

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6472078号 (P6472078)
(45) 発行日 平成31年2月20日(2019.2.20)	(24) 登録日 平成31年2月1日(2019.2.1)	
(51) Int. Cl. A61B 1/015 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)	F I A61B 1/015 511 G02B 23/24 A	
請求項の数 6 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-75307(P2015-75307)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2-9-51番地	
(22) 出願日 平成27年4月1日(2015.4.1)	(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進	
(65) 公開番号 特開2016-193139(P2016-193139A)	(74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖	
(43) 公開日 平成28年11月17日(2016.11.17)	(74) 代理人 100135932 弁理士 藤浦 治	
審査請求日 平成29年9月21日(2017.9.21)	(72) 発明者 和家 史知 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内	
	審査官 佐藤 秀樹	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム